

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2001-231870

(43)Date of publication of application : 28.08.2001

(51)Int.Cl.

A61N 5/04

A61F 7/12

(21)Application number : 2000-046339

(71)Applicant : OLYMPUS OPTICAL CO LTD

(22)Date of filing : 23.02.2000

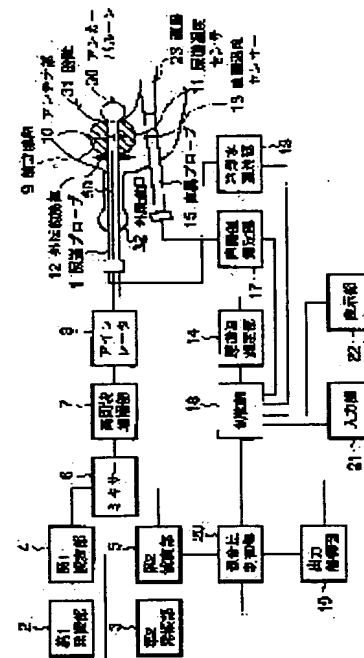
(72)Inventor : MIZUKAWA SATOSHI

(54) MOISTURIZING TREATMENT APPARATUS

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide a moisturizing treatment apparatus capable of securely moisturizing a prostate regardless of the size or blood flow of the prostate or the condition of a patient.

SOLUTION: This moisturizing treatment apparatus comprises a first oscillator part 2 for oscillating first electromagnetic waves with a first frequency, a second oscillator part 3 for oscillating second electromagnetic waves with a second frequency, a mixer 6 for mixing the first electromagnetic waves and the second electromagnetic waves and outputting the mixed electromagnetic waves at the same time, and a urethral probe 1 for radiating the mixed electromagnetic waves to a diseased part.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

THIS PAGE BLANK (USPTO)

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開 2001-231870

(P 2001-231870A)

(43) 公開日 平成13年8月28日 (2001. 8. 28)

(51) Int. Cl. 7

識別記号

F I

テーマコード (参考)

A 6 1 N 5/04

A 6 1 N 5/04

4C082

A 6 1 F 7/12

A 6 1 F 7/12

P 4C099

審査請求 未請求 請求項の数 4

OL

(全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2000-46339 (P2000-46339)

(22) 出願日 平成12年2月23日 (2000. 2. 23)

(71) 出願人 000000376

オリンパス光学工業株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72) 発明者 水川 聡

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内

(74) 代理人 100058479

弁理士 鈴江 武彦 (外4名)

F ターム (参考) 4C082 MA02 MC01 ME03 MG01 MG02

MG07 MG10 MJ02

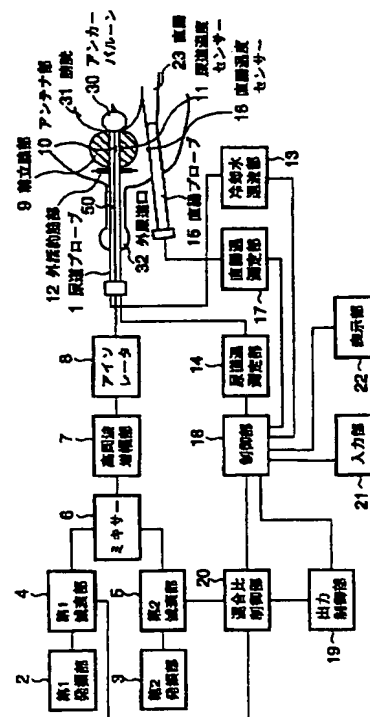
4C099 AA01 CA18 JA11 PA01

(54) 【発明の名称】 加温治療装置

(57) 【要約】

【課題】 前立腺の大きさ、血流量、患者の状態に依らない確実な加温ができる加温治療装置を提供する。

【解決手段】 加温治療装置は、第1の周波数にて第1の電磁波を発振する第1発振部2と、第2の周波数で第2の電磁波を発振する第2発振部3と、第1の電磁波と第2の電磁波とを混合し、同時に出力するミキサー6と、混合した電磁波を患部に放射する尿道プローブ1とを備える。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 第 1 の周波数にて第 1 の電磁波を発振する第 1 発振手段と、

第 2 の周波数で第 2 の電磁波を発振する第 2 発振手段と、

第 1 の電磁波と第 2 の電磁波とを混合し、同時に出力する混合手段と、

前記混合した電磁波を患部に放射する放射プローブとを備えたことを特徴とする加温治療装置。

【請求項 2】 前記第 1 の電磁波の出力を可変する第 1 可変手段と、前記第 2 の電磁波の出力を可変する第 2 可変手段と、前記第 1 可変手段と前記第 2 可変手段とを独立して制御する混合比制御手段とを備えたことを特徴とする請求項 1 記載の加温治療装置。

【請求項 3】 体腔内に挿入され、接触した部位の温度を測定する温度センサーを具備した温度プローブと、前記混合比制御手段は、前記温度センサーの検出結果に基づき、前記第 1 可変手段と前記第 2 可変手段とを制御することを特徴とする請求項 2 記載の加温治療装置。

【請求項 4】 前記第 1 の電磁波の出力と前記第 2 の電磁波の出力とを可変する可変手段と、前記放射プローブに設けられ、患部温度を測定する温度センサーと、前記温度センサーの検出結果に基づき、前記可変手段を制御する出力制御手段を備えたことを特徴とする請求項 1 記載の加温治療装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、加温治療装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】前立腺肥大症は概して 55 歳以上の男性の 1/3 程度がかかる良性の疾患であると言われている。症状として尿の出が悪くなったり、頻尿になったりするが、重篤になると腎臓疾患に繋がる病気でもある。

【0003】この前立腺肥大症に対する従来の治療法は、第 1 選択としての薬物治療とゴールドスタンダードとされる内視鏡的外科治療（TURP）が主であった。近年の前立腺肥大症の治療法は多岐に渡るが、中でも高温治療法は薬物と内視鏡的外科治療の間の位置づけとして定着しつつある。エネルギー源として電磁波やレーザーや超音波などを用いた高温治療装置が開発されている。

【0004】現在は、経尿道的に加温するものがほとんどであり、経尿道的前立腺高温治療と呼ばれている。手技的な簡便さだけでなく患者への負担や治療による副作用が少ない治療法を目的として多くの装置が開発されて来ている。患者への負担が少ないことにより、何らかの合併症（心臓疾患や脳疾患）を持つ患者への適用が可能になる。また、手術に比べて副作用が少ないために日帰り治療が可能になり、医療費の低減にもなる。

【0005】以上のような背景により高温治療法は安全性に優れ、クオリティオブライフ（QOL）の観点からも注目されている。

【0006】一方、電磁波を利用した経尿道的前立腺高温治療は、尿道内に挿入したアプリータのアンテナから前立腺に対してマイクロ波を放射して、前立腺部を加温する。アプリータ内には冷却水が還流されて、尿道表面を保護しながら前立腺内部を高温に加温することができる。

【0007】一般的に電磁波は、周波数が高いほど媒体中での減衰が大きく、周波数が低いほど減衰が小さい。つまり、前立腺肥大症の高温治療に於いては、周波数が高いほど前立腺部に電磁波を局限して使用でき、前立腺以外の臓器（例えば直腸）への熱傷等の可能性を極めて小さく出来る。しかし、大きな前立腺の場合には電磁波が届かずに十分加温できない欠点がある。

【0008】一方、周波数が低い場合は直腸への熱傷等の可能性が高くなるため、直腸温度のモニターが必須になる。また、熱傷を起こさないように出力を制御しているが、小さい前立腺では出力を少し上げるだけで直腸温度が上昇して出力のシャットダウンが起こるために、術者がマニュアルで操作する必要性が出てくるなど、装置の操作性を悪くするという欠点がある。

【0009】また、均一に加温する方法として複数の周波数を利用することが考えられる。この一例として特開平 8-206242 号公報は、間歇パルスのマイクロ波と連続パルスのマイクロ波を交互に出力させ、深部と表面を万遍なく加温する技術を開示している。

【0010】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、上記した特開平 8-206242 号公報を含む従来技術では、一定出力の間歇パルスのマイクロ波と連続パルスのマイクロ波を交互に出力させるために、2 種類の周波数を同時に放射することができず、切り換えによる加温のロスが発生して加温効率が下がるという問題がある。

【0011】また、加温する前立腺の大きさは 15 g 程度のものから 100 g を超えるものまで幅広く、また血流量も患者により異なっている。さらに体温等の患者の身体的条件は患者ごとに異なっている。加温効率はこれらの条件に左右され、患部を同一条件で加温した場合には加温程度に差ができてこれが治療効果の差として現れる。更に、前立腺の周りには他の臓器があり、特に直腸粘膜は熱傷から防止する必要がある。

【0012】しかし従来技術では、2 つの周波数の出力と混合比はタイマーか一定のプログラムによって制御されるのみであり、患者の状態による影響を何ら考慮していない。

【0013】更に、理想的な前立腺の加温は前立腺の尿道に近い側（内腺）を中心に加温しながら、外腺部まで加温することであるが、外腺部を温め過ぎるとその外の

直腸粘膜を熱傷させる可能性がある。従来技術では、その遠点の状態をモニターしながら、2つの周波数の出力や混合比を変更させることが出来ない。

【0014】本発明はこのような課題に着目してなされたものであり、その目的とするところは、前立腺の大きさ、血流量、体温等の患者の状態による影響を受けず、出来るだけ広範囲の部位を加温しながら、他の臓器である直腸粘膜等に熱傷を起こさせることのない安全性を備えた、確実かつ安定した加温を行なえる加温治療装置を提供することにある。

【0015】

【課題を解決するための手段】上記の目的を達成するために、第1の発明は、加温治療装置であって、第1の周波数にて第1の電磁波を発振する第1発振手段と、第2の周波数で第2の電磁波を発振する第2発振手段と、第1の電磁波と第2の電磁波とを混合し、同時に出力する混合手段と、前記混合した電磁波を患部に放射する放射プローブとを備える。

【0016】また、第2の発明は、第1の発明に係る加温治療装置において、前記第1の電磁波の出力を可変する第1可変手段と、前記第2の電磁波の出力を可変する第2可変手段と、前記第1可変手段と前記第2可変手段とを独立して制御する混合比制御手段とを備える。

【0017】また、第3の発明は、第2の発明に係る加温治療装置において、体腔内に挿入され、接触した部位の温度を測定する温度センサーを具備した温度プローブと、前記混合比制御手段は、前記温度センサーの検出結果に基づき、前記第1可変手段と前記第2可変手段とを制御する。

【0018】また、第4の発明は、第1の発明に係る加温治療装置において、前記第1の電磁波の出力と前記第2の電磁波の出力とを可変する可変手段と、前記放射プローブに設けられ、患部温度を測定する温度センサーと、前記温度センサーの検出結果に基づき、前記可変手段を制御する出力制御手段を備える。

【0019】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照して本発明の実施形態を詳細に説明する。

【0020】（第1実施形態）図1は本発明の第1実施形態に係るマイクロ波加温治療装置の構成を示す図である。放射プローブとしての尿道プローブ1は外尿道口32から挿入され膀胱31の頸部にアンカールーン30で固定される。第1発振部（第1発振手段）2と第2発振部（第2発振手段）3は異なる周波数の電磁波（ここではマイクロ波）を発振する。第1発振部2の電磁波は第1減衰部（第1可変手段）4により任意の出力に可変される。第2発振部3の電磁波は第2減衰部（第2可変手段）5により任意の出力に可変される。第1減衰部4および第2減衰部5から出力された電磁波は、混合手段としてのミキサー6によって混合され、高周波増幅部7

で増幅されてアイソレータ8を介して前記尿道プローブ1に導かれる。

【0021】尿道プローブ1は電磁波を前立腺部9に放射するアンテナ部10を備える。また、前立腺部9の尿道表面の温度を測定する尿道温度センサー11と、少なくとも前立腺部9と外括約筋部12の尿道粘膜を冷却できる冷却水を還流できる冷却水管路50を備えている。

【0022】冷却水管路50は冷却水還流部（冷却水還流手段）13に接続され、冷却水の供給と回収が行われる。

【0023】尿道温度センサー11は、尿道温測定部14に接続され、尿道粘膜面の温度が測定される。

【0024】一方、直腸23内に挿入される直腸プローブ15は、直腸温度センサー16を内蔵している。直腸温度センサー16は、直腸温測定部17に接続され、直腸23粘膜面の温度が測定される。

【0025】制御部18は、出力制御部19と混合比制御部20、尿道温測定部14と直腸温測定部17および冷却水還流部13に接続される。制御部18は、入力部（入力手段）21から入力された温度情報や設定情報に応じて集中して制御を行う。これらの情報は表示部22にて確認できる。また、混合比制御部20は、第1減衰部4と第2減衰部5とを独立して制御可能であり、第1減衰部4および第2減衰部5から出力された電磁波がミキサー6において混合されるときに混合比率を制御する機能を備えている。

【0026】以下に上記した構成の作用を説明する。尿道プローブ1には、冷却水還流部13から冷却水が還流され、少なくとも前立腺部9と外括約筋部12の尿道を冷却する。これは、電磁波の放射による尿道粘膜や外括約筋や精丘の熱傷を防ぐために重要である。

【0027】図2は、組織温度と尿道からの距離との関係がアプリケーションに対する冷却の有無でどのように異なるかを示す図である。図2に示すように冷却がない場合は尿道粘膜面が最高の組織温度になるのに対し、冷却がある場合は尿道粘膜面を低く押さえて前立腺部9の温度を高くすることが出来る。これは冷却水の還流量の増加や冷却水の低温化によって、尿道粘膜の保護と共に、前立腺部9の内部を更に高温にすることが出来る。

【0028】図3は、減衰量と組織深達度との関係が周波数の高低によってどのように異なるかを示す図である。図3に示すように、周波数の高い電磁波（2450MHz）と低い電磁波（915MHz）では組織深達度、つまり組織での減衰率が異なる。低い周波数の電磁波の方が高い周波数の電磁波よりも組織での減衰率が低く遠くまで届く。例えば、高温治療器で使用している2450MHzと915MHzと比較すると、肉片では2450MHzの半減深度が1.8cmであり、915MHzでは1.7cmである。25℃の水中では前者が1.3cmであり、後者が9.0cmである。

【0029】従来はこれら単一周波数を使用した機器が開発されてきているが、915MHz単独では遠くまで届きすぎて、出力を上げ過ぎると加温してはいけない所、例えば前立腺部9を超えて直腸23まで加温する可能性がある。また、直腸温度をモニターして直腸23の熱傷を防止するためにコントロールすると、逆に必要な前立腺部9が十分に加温されなくなる。

【0030】一方、2450MHz単独では直腸23の熱傷は電磁波の深達度が低いため、前記のような熱傷の可能性はない。しかし、前立腺全体、特に外腺まで高温に加温するには、一部前立腺部内の熱伝導に頼ることになる。

【0031】本実施形態は、これらの長所を併せたものである。つまり、2つの周波数の電磁波をミキサー6で任意の比率で混合し、アンテナ部10から前立腺部9に放射する。

【0032】以下に図4及び図5を参照して上記2つの電磁波の混合比で加温範囲(能力)がどのように変化するかについて説明する。

【0033】図4は2450MHzと915MHzを4:1にした場合を示し、図5は2450MHzと915MHzを1:4にした場合を示している。図4は2450MHzの比率が大きいため加温範囲が狭く小さ目の前立腺に適している。一方、図5は915MHzの比率が大きいため加温範囲が広く大き目の前立腺に適している。

【0034】以上の基本的原理を前提に、図1のブロック図および図6のフローチャートを用いて作用を説明する。

【0035】入力部21により予め2つの電磁波の混合比を設定入力しておく(ステップS1)。前立腺重量は治療前の検査で調べられたものを参考に決められる。例えば、図7に示すようなマップが考えられる。

【0036】前立腺重量が20g未満の場合、2450MHz:915MHzが9:1であり、トータル出力を50Wとすれば45W:5Wの割合になる。40~50gの場合3:7であり、トータル出力を50Wとすれば、15W:35Wの割合になる。

【0037】混合比の調整は、第1発振部2の出力が第1減衰部4により、第2発振部3の出力が第2減衰部5によって可変される。可変された後、ミキサー6によって合成され、合成後に高周波増幅部7でトータル50Wに増幅して出力する(ステップS2)。

【0038】高周波増幅部7のゲインは通常固定の場合が多く、出力に併せて第1減衰部4と第2減衰部5で予め調整しておく。この調整によって、一定ゲインでも50W以外の任意の出力が得られる。もちろん、ゲイン可変アンプを搭載した高周波増幅部7を用いても良い。

【0039】初期設定の出力でマイクロ波が出力されると、前立腺部9の温度が上昇し始める。尿道プローブ1

に備えた尿道温度センサー11は入力部21で入力された設定温度、例えば39℃になるように出力制御部19から混合比制御部20を介してON/OFFコントロールされる。ON/OFF制御以外に同一混合比を保ってトータル出力を可変させる出力可変方式でもよい。

【0040】一方、直腸プローブ15に備えた直腸温度センサー16は、入力部21で上限と下限が予め設定される。例えば、上限温度42℃、下限温度40℃である。

【0041】ステップS3において直腸温が上限温度以上かどうかを判断し、上限温度以上になると加温範囲を狭くするために低周波数側つまり915MHzの比率を低く、高周波数側つまり2450MHzの比率を高く変更する(ステップS4、S5)。反対に下限温度以下になると加温範囲を広げるために、前記の逆の動作になる(ステップS6、S7、S8)。

【0042】これらの混合比率の変更はプログラミングされて自動的に行われるが、表示部22に表示された直腸温度を見ながら、術者が手動で行ってもよい。

【0043】いずれにしても、前立腺は大きさ以外に血流量も個人差があり、また患者の状態にも左右される。例えば、同じ前立腺の大きさでも、血流量が少ないと冷却効果が低く、直腸温度が高くなり易い。逆に、血流が多いと直腸まで暖まりにくい。

【0044】このような個人差を吸収し、確実かつ安全に加温するには、事前の混合比を直腸温度に応じて治療中に可変させることが有効である。

【0045】上記した第1実施形態によれば、前立腺の大きさ、血流量、患者の状態に依らない確実なできるだけ広範囲の加温と、直腸等の周辺臓器に損傷を与えない安全かつ安定した治療が行える。

【0046】(第2実施形態)図8は本発明の第2実施形態に係るマイクロ波加温治療装置の構成を示す図である。第2の実施形態の構成は基本的に第1実施形態の構成と同様である。

【0047】尿道プローブ1は外尿道口32から挿入され膀胱31の頸部にアンカーバルーン30で固定される。第1発振部2と第2発振部3は異なる周波数の電磁波を発振する。第1発振部2の電磁波は第1減衰部4により任意の出力に可変される。第2発振部3の電磁波は、第2減衰部5により任意の出力に可変される。第1減衰部4および第2減衰部5から出力された電磁波は、ミキサー6によって合成され、出力可変部23を介して高周波増幅部7で増幅され、アイソレータ8を介して前記尿道プローブ1に導かれる。

【0048】尿道プローブ1には、マイクロ波を前立腺部9に放射するアンテナ部10を備える。また、前立腺部9の尿道表面の温度を測定する尿道温度センサー11と、少なくとも前立腺部9と外括約筋12の尿道粘膜を冷却できる冷却水を還流できる冷却水管路50を備えて

いる。

【0049】冷却水管路50は冷却水還流部13に接続され、冷却水の供給と回収が行われる。尿道温度センサー11は、尿道温度測定部14に接続され、尿道粘膜面の温度が測定される。

【0050】一方、直腸内に挿入される直腸プローブ15は、直腸温度センサー16を内蔵している。直腸温度センサー16は、直腸温度測定部17に接続され、直腸粘膜面の温度が測定される。

【0051】制御部18は、出力制御部19と混合比制御部20、尿道温度測定部14と直腸温度測定部17および冷却水還流部13に接続される。出力制御部19は出力可変部23を制御する。また、制御部18は、入力部21からの温度情報や設定情報に応じて集中してコントロールを行う。これらの情報は、表示部22にて確認できる。

【0052】第2実施形態の作用及び基本的な原理は実質的に第1実施形態と同様であるが、第2実施形態では、初期設定の出力でマイクロ波が出力されると、前立腺部9の温度が上昇し始める。尿道プローブ1に備えた尿道温度センサー11は入力部21で入力された設定温度、例えば39℃になるように出力制御部19から出力可変部23を介してON/OFFコントロールされる。ON/OFF制御以外に同一混合比でトータル出力を可変させる出力可変方式でもよい。混合比制御部20からON/OFF制御が独立することができ、制御方法が簡単になる。

【0053】上記した第2実施形態によれば、前立腺の大きさ、血流量、患者の状態に依らない確実なできるだけ広範囲の加温と、直腸等の周辺臓器に損傷を与えない安全かつ安定した治療を行える。

【0054】(第3実施形態)図9は本発明の第3実施形態に係るマイクロ波加温治療装置の構成を示す図である。

【0055】尿道プローブ1は外尿道口32から挿入され膀胱31の頸部にアンカールーン30で固定される。第1発振部2と第2発振部3は異なる周波数の電磁波を発振する。第1発振部2の電磁波は第1減衰部4により任意の出力に可変される。第2発振部3の電磁波は、第2減衰部5により任意の出力に可変される。

【0056】第1減衰部4および第2減衰部5から出力された電磁波は、ミキサ6によって合成され、出力可変部23を介して高周波増幅部7で増幅され、アイソレータ8を介して尿道プローブ1に導かれる。尿道プローブ1には、マイクロ波を前立腺部9に放射するアンテナ部10を備える。また、前立腺部9の尿道表面の温度を測定する尿道温度センサー11と、少なくとも前立腺部9と外括約筋部12の尿道粘膜を冷却できる冷却水を還流できる冷却水管路50を備えている。

【0057】冷却水管路50は冷却水還流部13に接続

され、冷却水の供給と回収が行われる。尿道温度センサー11は、尿道温度測定部14に接続され、尿道粘膜面の温度が測定される。一方、直腸23内に挿入される直腸プローブ15は、直腸温度センサー16を内蔵している。直腸温度センサー16は、直腸温度測定部17に接続され、直腸粘膜面の温度が測定される。

【0058】制御部18は、出力制御部19と混合比制御部20、尿道温度測定部14と直腸温度測定部17および冷却水制御部24に接続される。出力制御部19は出力可変部23を制御する。冷却水還流部13は、冷却水制御部24によって流量や水温をコントロールする。

【0059】また、制御部18は、入力部21からの温度情報や設定情報に応じて集中してコントロールを行う。これらの情報は、表示部22にて確認できる。

【0060】第3実施形態の基本的原理は第1実施形態と同様であり、かつ第3実施形態の作用は第2実施形態とほぼ同様である。

【0061】図2に示すように冷却がない場合は尿道粘膜面が最高温度になるのに対し、冷却がある場合は尿道粘膜面を低く押さえて、前立腺部9の温度を高くすることが出来る。これは冷却水の還流量の増加や冷却水の低温化によって、尿道粘膜の保護強化と共に、前立腺部9の内部を更に高温にすることが出来る。

【0062】この原理を利用するために、冷却水制御部24にて冷却水還流部13をコントロールする。

【0063】前立腺重量が大きい症例や血流が多い症例で、加温範囲を広くするために、低周波側の比率を多くして尿道付近の温度が上昇し易くなるように設定される。

【0064】図10に前立腺重量に応じた冷却水流量と水温のマップ例を示す。前立腺重量が大きい場合、尿道側のより強力な冷却を行うために、室温状態の冷却水量を増加させる。更に冷却したい場合は、冷却水温度を室温から下げることで、より冷却効果を増すことができる。前立腺の血流等の他の要因も加わるため、幅を持たせてあり、この範囲の値を入力部21から設定する。

【0065】例えば、前立腺重量が20g未満の場合は20℃、40ml/minに、40～50gの場合は20℃、60ml/minなどであり、より冷却を増すために10℃程度の冷却水を還流させると良い。

【0066】また、初期設定の冷却能力が低い場合、加温開始から尿道温度の設定値に到達するまでの時間が短くなる。つまり、尿道温度センサー11の温度上昇率が早くなる。例えば、前立腺重量が25gの場合に図10のマップによって冷却水温20℃、流量30ml/minに初期設定し、加温を開始すると、通常は30秒～60秒程度で尿道温度が設定温度に到達する。

【0067】しかし、前立腺の血流等の影響による冷却効果が少ないと短い時間、例えば15秒程度で到達する。逆に、血流等の影響による冷却効果が大きいと時間

が長くかかり、例えば 2 分程度必要とする。

【0068】到達時間が短い場合、冷却水流量を増加させるか、冷却水温度を下げるかの操作を行う。この 2 つのパラメータはともに到達時間を長くする効果があるため、どちらのパラメータを変更させても良い。但し、低流量の場合は流量の変化が支配的で、高流量になると水温が支配的になる。また、装置の応答を考慮する場合、流量の変化の方が水温を変化させるより冷却効果の変化が早く現れる。到達時間が長い場合も短い場合と同じで、パラメータの増減を逆にすれば良い。

【0069】図 11 は冷却水の流量を変更する場合の処理の詳細を示すフローチャートである。まずステップ S20 で冷却水の設定入力を行った後、マイクロ波を出力してプレ加温を開始し（ステップ S21）、尿道温度センサー 11 の温度上昇時間に応じて流量を変化させる。具体的には尿道温到達時間が 30 秒以下かどうかを判断し（ステップ S22）、YES ならば冷却水の流量を上げた（ステップ S23）後、加温を開始する（ステップ S24）。NO の場合には尿道温到達時間が 2 分以上かどうかを判断し（ステップ S25）、YES の場合には冷却水の流量を下げた（ステップ S26）後、加温を開始する（ステップ S24）。また、ステップ S25 の判断が NO の場合には直ちに加温を開始する（ステップ S24）。そして初期設定に尿道温度による適正な冷却水温条件の補正を加えた状態で治療を開始する。

【0070】同様に冷却水温度を変化させることも可能である。冷却水条件を尿道温度によって補正することで、尿道温度の保護と前立腺内部の加温を確実に行える。

【0071】上記した第 3 実施形態によれば、前立腺の大きさ、血流量、患者の状態に依らない確実なできるだけ広範囲の加温と、尿道、直腸等の周辺臓器に損傷を与えない安全かつ安定した治療を行える。

【0072】（付記）上記した具体的実施形態から以下のような構成の発明が抽出される。

【0073】1. 第 1 の周波数にて第 1 の電磁波を発振する第 1 発振手段と、第 2 の周波数で第 2 の電磁波を発振する第 2 発振手段と、第 1 の電磁波と第 2 の電磁波とを混合し、同時に出力する混合手段と、前記混合した電磁波を患部に放射する放射プローブとを備えたことを特徴とする加温治療装置。

【0074】2. 構成 1 において、前記第 1 の電磁波の出力を可変する第 1 可変手段と、前記第 2 の電磁波の出力を可変する第 2 可変手段と、前記第 1 可変手段と前記第 2 可変とを独立して制御する混合比制御手段とを備える。

【0075】3. 構成 1 において、前記第 1 の電磁波の出力と前記第 2 の電磁波の出力とを可変する可変手段と、前記放射プローブに設けられ、患部温度を測定する温度センサーと、前記温度センサーの検出結果に基づ

き、前記可変手段を制御する出力制御手段を備える。

【0076】4. 構成 1 において、前記第 1 の周波数が 2450MHz、前記第 2 の周波数が 915MHz である。

【0077】5. 構成 2 において、所定の混合比を設定するように前記混合比制御手段に指示する入力手段を備える。

【0078】6. 構成 4 において、前記放射プローブに設けられた冷却管路と、前記冷却管路に冷却水を還流させる冷却水還流手段と、前記温度センサーの検出結果に基づき、前記冷却水還流手段を制御する冷却水制御手段とを備える。

【0079】7. 構成 1 において、前記第 1 の電磁波の出力と前記第 2 の電磁波の出力とを可変する可変手段と、前記放射プローブに設けられ、患部温度を測定する温度センサーと、前記温度センサーの検出結果に基づき、前記可変手段を制御する出力制御手段を備える。

【0080】

【発明の効果】本発明によれば、前立腺の大きさ、血流量、体温等の患者の状態による影響を受けず、出来るだけ広範囲の部位を加温しながら、他の臓器である直腸粘膜等に熱傷を起こさせることのない安全性を備えた、確実かつ安定した加温を行なえる加温治療装置を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の第 1 実施形態に係るマイクロ波加温治療装置の構成を示す図である。

【図 2】組織温度と尿道からの距離との関係がアプリケーションに対する冷却の有無でどのように異なるかを示す図である。

【図 3】減衰量と組織深達度との関係が周波数の高低によってどのように異なるかを示す図である。

【図 4】2 つの電磁波の混合比で加温範囲(能力)がどのように変化するかについての第 1 の例を示す図である。

【図 5】2 つの電磁波の混合比で加温範囲(能力)がどのように変化するかについての第 2 の例を示す図である。

【図 6】本発明の一実施形態の作用を説明するためのフローチャートである。

【図 7】入力部 21 から設定入力される、前立腺重量に応じた 2 つの電磁波の混合比を示す図である。

【図 8】本発明の第 2 実施形態に係るマイクロ波加温治療装置の構成を示す図である。

【図 9】本発明の第 3 実施形態に係るマイクロ波加温治療装置の構成を示す図である。

【図 10】前立腺重量に応じた冷却水流量と水温のマップ例を示す図である。

【図 11】冷却水の流量を変更する場合の処理の詳細を示すフローチャートである。

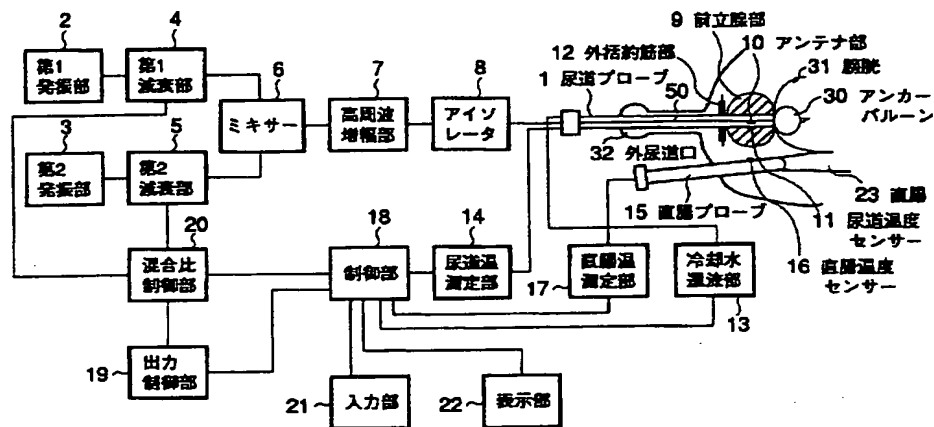
【符号の説明】

1 尿道プローブ

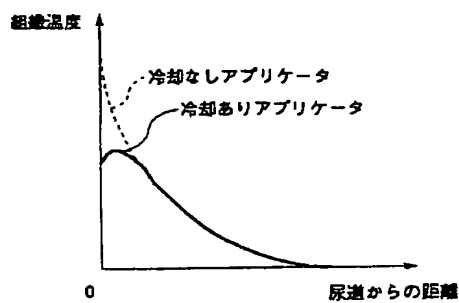
- 2 第1発振部
- 3 第2発振部
- 4 第1減衰部
- 5 第2減衰部
- 6 ミキサー
- 7 高周波増幅部
- 8 アイソレータ
- 9 前立腺部
- 10 アンテナ部
- 11 尿道温度センサー
- 12 外括約筋部
- 13 冷却水
- 14 尿道温度測定部

- 15 直腸プローブ
- 16 直腸温度センサー
- 17 直腸温度測定部
- 18 制御部
- 19 出力制御部
- 20 混合比制御部
- 21 入力部
- 22 表示部
- 23 直腸
- 30 アンカーバルーン
- 31 膀胱
- 32 外尿道口
- 50 冷却水管路

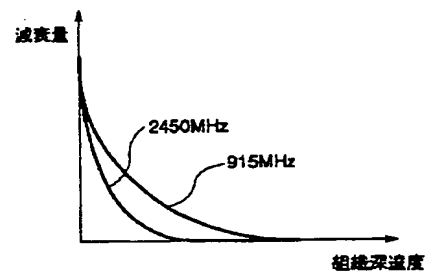
【図1】



【図2】



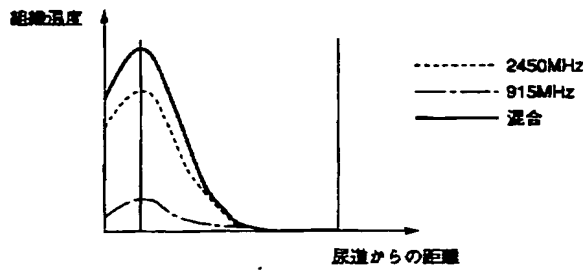
【図3】



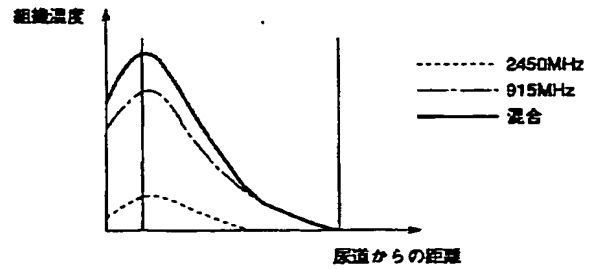
【図7】

前立腺重量	20g未満	20～30g	30～40g	40～50g	50g以上
周波数					
2450MHz	90%	70%	50%	30%	10%
915MHz	10%	30%	50%	70%	90%

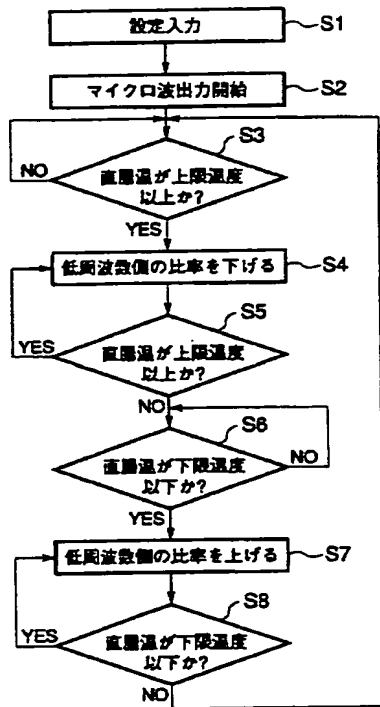
【図4】



【図5】



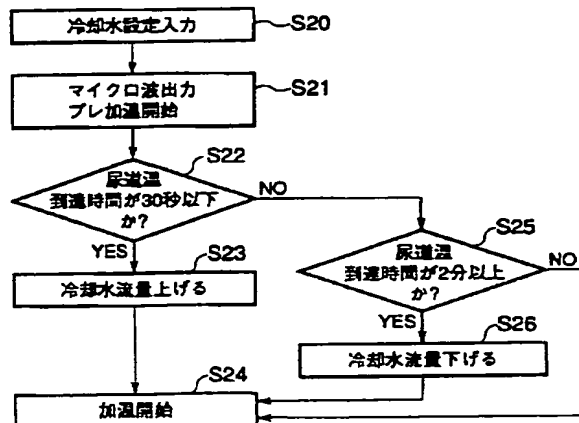
【図6】



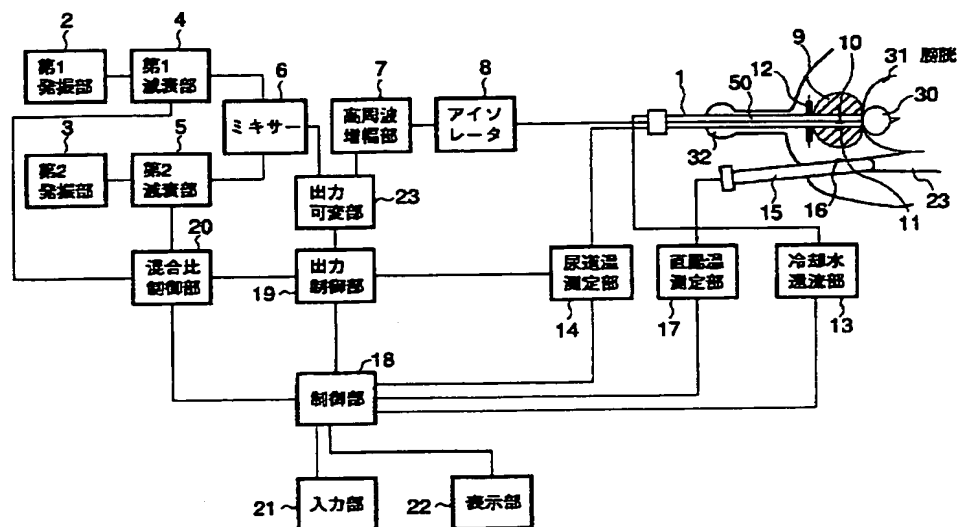
【図10】

前立腺重量	20g未満	20～30g	30～40g	40～50g	50g以上
冷却水					
流量(ml/min)	10～50	20～60	25～70	30～80	30～90
水温(℃)	15～25	15～25	10～20	10～20	5～15

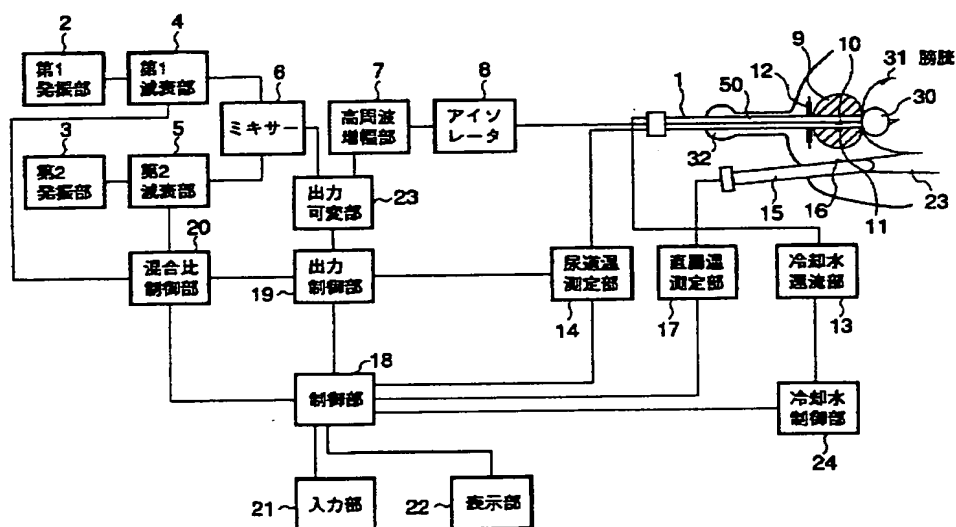
【図11】



【図8】



【図9】



【手続補正書】

【提出日】平成12年7月12日(2000. 7. 12)

【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0043

【補正方法】変更

【補正内容】

【0043】いずれにしても、前立腺は大きさ以外に血流量も個人差があり、また患者の状態にも左右される。例えば、同じ前立腺の大きさでも、血流量が少ないと冷

却効果が低く、直腸温度が高くなり易い。逆に、血流量が多いと直腸まで温まりにくい。

【手続補正2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0070

【補正方法】変更

【補正内容】

【0070】同様に冷却水温度を変化させることも可能である。冷却水条件を尿道温度によって補正することで、尿道粘膜の保護と前立腺内部の加温を確実に行え

る。